

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2000-139943
(P2000-139943A)

(43)公開日 平成12年5月23日(2000.5.23)

(51)Int.Cl.
A 61 B 18/12

識別記号

F I
A 61 B 17/39コード(参考)
310 4C060
320

審査請求 未請求 請求項の数 3 OL (全 15 頁)

(21)出願番号 特願平11-12914
 (22)出願日 平成11年1月21日(1999.1.21)
 (31)優先権主張番号 特願平10-248625
 (32)優先日 平成10年9月2日(1998.9.2)
 (33)優先権主張国 日本 (JP)

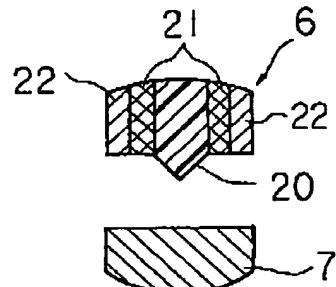
(71)出願人 000000376
 オリンパス光学工業株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (72)発明者 関野 直己
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
 パス光学工業株式会社内
 (72)発明者 山内 幸治
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
 パス光学工業株式会社内
 (74)代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦 (外4名)
 Fターム(参考) 4C060 KK03 KK04 KK15 KK16 KK22
 KK23

(54)【発明の名称】 高周波処置具

(57)【要約】

【課題】組織を確実に把持して、組織の凝固および切開を確実に行なうことができる高周波処置具の提供を目的としている。

【解決手段】挿入部と、挿入部の先端部に配置され且つ生体組織を把持して凝固または切開するための一対の把持部6, 7と、挿入部の基端部に連結され且つ把持部を閉閉操作するための操作部とを具備し、把持部の電極部に高周波電流が通電されることにより、把持部の把持面によって把持された生体組織を凝固・切開する高周波処置具において、一方の把持部7は、他方の把持部6の電極部20, 22との間で高周波電流が通電される第1の電極部として構成され、他方の把持部6は、凝固用の高周波電流が通電される第2の電極部22と、切開用の高周波電流が通電される第3の電極部20と、第2の電極部と第3の電極部とを電気的に絶縁し且つ第2および第3の電極部とともに把持面を形成する絶縁部21とによって構成されていることを特徴とする。



1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体内に挿入可能な挿入部と、挿入部の先端部に配置され且つ生体組織を把持して凝固または切開するための一対の把持部と、挿入部の基端部に連結され且つ把持部を開閉操作するための操作部とを具備し、把持部の電極部に高周波電流が通電されることにより、把持部の把持面によって把持された生体組織を凝固・切開する高周波処置具において、

一方の把持部は、他方の把持部の電極部との間で高周波電流が通電される第1の電極部として構成され、他方の把持部は、凝固用の高周波電流が通電される第2の電極部と、切開用の高周波電流が通電される第3の電極部と、第2の電極部と第3の電極部とを電気的に絶縁し且つ第2および第3の電極部とともに把持面を形成する絶縁部とによって構成されていることを特徴とする高周波処置具。

【請求項 2】 体内に挿入可能な挿入部と、挿入部の先端部に配置され且つ生体組織を把持して凝固または切開するための一対の把持部と、挿入部の基端部に連結され且つ把持部を開閉操作するための操作部とを具備し、把持部の把持面に設けられた電極部に高周波電流が通電されることにより、把持部の把持面によって把持された生体組織を凝固・切開する高周波処置具と、高周波処置具の電極部に高周波電流を供給する高周波出力手段と、

を備えた高周波処置システムにおいて、

前記高周波処置具の一方の把持部は、他方の把持部の電極部との間で高周波電流が通電される第1の電極部として構成され、

前記高周波処置具の他方の把持部は、第2および第3の2つの電極部と、これら2つの電極部同士を電気的に絶縁し且つこれら2つの電極部とともに把持面を形成する絶縁部とによって構成され、

前記高周波出力手段は、第1の電極部と第2の電極部との間で凝固用の高周波電流を流す凝固処置モードと、第1の電極部と第3の電極部との間で切開用の高周波電流を流す切開処置モードとを有していることを特徴とする高周波処置システム。

【請求項 3】 手元側に操作部を有し、先端部に組織の凝固および切開を行なうためのジョーを有した高周波処置具と、

高周波処置具と電気的に接続され、バイポーラ切開出力手段およびバイポーラ凝固出力手段を有する高周波焼灼電源装置と、

からなる高周波処置装置において、

前記ジョーの少なくとも一方に2つ以上の電極が絶縁材を介して配置されていることを特徴とする高周波処置装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

2

【発明の属する技術分野】 本発明は、体内に挿入され、組織を把持して凝固および切開することができる高周波処置具に関する。

【0002】

【従来の技術】 一般に、生体組織を把持して凝固および切開することができる高周波処置具としては、生体組織を把持する一対の把持部材としてのジョーを備え、各ジョーに高周波通電用の電極が配設されたバイポーラ鉗子が知られている。このバイポーラ鉗子では、一対のジョー一間に処置対象の生体組織が把持された状態で、各ジョーの電極間に高周波電流が通電されると、ジョー間の生体組織が凝固あるいは切開される。

【0003】 この種のバイポーラ鉗子は、通常、生体組織に含まれる血管の止血、生体組織の表層の病変部および出血点の焼灼、避妊を目的とした卵管の閉塞等の多種の症例に用いられ、例えばドイツ特許公開公報DE 4138116 A1やドイツ特許公報DE 4032471 C2に開示されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、DE 4138116 A1やDE 4032471 C2に開示されたバイポーラ鉗子にあっては、3本のロッド電極によって組織を把持するように構成されているため、把持した際に組織が逃げてしまい、確実な組織の把持を行なうことができない。したがって、凝固・切開処置をうまく行なうことができないといった問題がある。

【0005】 本発明は、前記事情に着目してなされたものであり、その目的とするところは、組織を確実に把持して、組織の凝固および切開を確実に行なうことができる高周波処置具を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】 前記課題を解決するために、請求項1に記載された発明は、体内に挿入可能な挿入部と、挿入部の先端部に配置され且つ生体組織を把持して凝固または切開するための一対の把持部と、挿入部の基端部に連結され且つ把持部を開閉操作するための操作部とを具備し、把持部の電極部に高周波電流が通電されることにより、把持部の把持面によって把持された生体組織を凝固・切開する高周波処置具において、一方の把持部は、他方の把持部の電極部との間で高周波電流が通電される第1の電極部として構成され、他方の把持部は、凝固用の高周波電流が通電される第2の電極部と、切開用の高周波電流が通電される第3の電極部とを電気的に絶縁し且つ第2および第3の電極部とともに把持面を形成する絶縁部とによって構成されていることを特徴とする。

【0007】 また、請求項2に記載された発明は、体内に挿入可能な挿入部と、挿入部の先端部に配置され且つ

50 生体組織を把持して凝固または切開するための一対の把

持部と、挿入部の基端部に連結され且つ把持部を開閉操作するための操作部とを具備し、把持部の把持面に設けられた電極部に高周波電流が通電されることにより、把持部の把持面によって把持された生体組織を凝固・切開する高周波処置具と、高周波処置具の電極部に高周波電流を供給する高周波出力手段とを備えた高周波処置システムにおいて、前記高周波処置具の一方の把持部は、他方の把持部の電極部との間で高周波電流が通電される第1の電極部として構成され、前記高周波処置具の他方の把持部は、第2および第3の2つの電極部と、これら2つの電極部同士を電気的に絶縁し且つこれら2つの電極部とともに把持面を形成する絶縁部とによって構成され、前記高周波出力手段は、第1の電極部と第2の電極部との間で凝固用の高周波電流を流す凝固処置モードと、第1の電極部と第3の電極部との間で切開用の高周波電流を流す切開処置モードとを有していることを特徴とする。

【0008】また、請求項3に記載された発明は、手元側に操作部を有し、先端部に組織の凝固および切開を行なうためのジョーを有した高周波処置具と、高周波処置具と電気的に接続され、バイポーラ切開出力手段およびバイポーラ凝固出力手段を有する高周波焼灼電源装置とからなる高周波処置装置において、前記ジョーの少なくとも一方に2つ以上の電極が絶縁材を介して配置されていることを特徴とする。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を参考しながら本発明の実施形態について説明する。

【0010】図1～図7は本発明の第1の実施形態を示している。図1に示されるように、本実施形態に係る高周波処置具としてのバイポーラ鉗子1は、患者の体腔内に挿入される挿入部としてのシース2と、シース2の先端部に配置され且つ生体組織を把持して凝固または切開するための処置部3と、シース2の基端部に連結された操作部4とから成る。なお、シース2は、操作部4側に設けられた回転操作部5を操作することによって、回転される。

【0011】処置部3は開閉可能な一对のジョー6、7からなる。操作部4は固定ハンドル8と可動ハンドル9とからなり、可動ハンドル9を回動操作することによってジョー6、7が開閉動作するようになっている。

【0012】ジョー6、7(正確には、後述する電極部)には高周波電流の通電経路となる導電部材が電気的に接続されている。この導電部材は、シース2内を貫通して延び、操作部4に設けられたコネクタ受け11に接続されている。コネクタ受け11には高周波焼灼電源装置13から延びるケーブル12が接続されるようになっている。また、高周波焼灼電源装置13には、この電源装置13のON/OFFを行なうためのフットスイッチ14が設けられている。フットスイッチ14には、切

開用のスイッチ部と凝固用のスイッチ部とが設けられている。なお、操作部4には、各ジョー6、7に通電される高周波電流を切開用と凝固用とに切り換える(切開電流と凝固電流の通電切換えを行なう)ための切換スイッチ10が設けられている。

【0013】図2に詳しく示されるように、処置部3を構成する一方側の第1のジョー6は、絶縁部材21によって互いに電気的に絶縁された2つの電極部20、22を有している。具体的には、第1の電極部20の両側に絶縁部材21が配置されるとともに、絶縁部材21を両側から挟み込むように第2の電極部22が配置されている。すなわち、第1のジョー6は、その幅方向に沿って電極部20、22および絶縁部材21が順次積層された構造を成している。

【0014】絶縁部材21の内側に位置する第1の電極部20は、切開用電極として機能し、絶縁部材21の把持面から山型に突出している。また、絶縁部材21の外側に位置する第2の電極部22は、凝固用電極として機能する。

【0015】一方、処置部3を構成する他方側の第2のジョー7は、導電材料からなる第3の電極部として構成されている。第3の電極部7は、第1および第2の電極部20、22および絶縁部材21と対向する平坦な把持面を有している。

【0016】各電極部7、20、22に高周波電流を供給する高周波焼灼電源装置13は図7に示されるように構成されている。図中、13bは高周波電流を供給する出力回路、13aはフットスイッチ14からの制御信号に応じて出力回路13bからの高周波出力を制御する制御回路、13cは所定の出力条件を電気信号として制御回路13aに入力するための設定手段、13dはバイポーラ鉗子から延びる通電ケーブルが接続される出力コネクタ、13eは出力回路13bと出力コネクタ13dとを接続する高周波出力ライン、13fはライン13eを流れる高周波電流から組織のインピーダンスを検知して制御回路13aに検知信号を送る検知回路である。

【0017】図3は、上記構成のジョー6、7によって生体組織Pを凝固・切開する様子を段階的に示している。図3の(a)は、ジョー6、7を閉じて生体組織Pをジョー6、7間に挟み込んだ状態を示している。この時、組織Pは、電極部7、20、22のみならず絶縁部材21によっても把持される。すなわち、電極部20、22間に設けられた絶縁部材21によって、電極部7、20、22によって組織を把持した際の組織の逃げが防止される。この状態で、凝固用電極である第2の電極部22と第3の電極部7との間で凝固電流を流し、生体組織Pを凝固する。なお、凝固電流は、図4に示されるように、生体組織Pのインピーダンスが凝固に伴って上昇すると出力が低下する負荷特性を持つモードで、出力回路13bから供給される。

【0018】このような凝固電流出力時、生体組織Pのインピーダンスは図6に示されるように時間とともに変化するが、生体組織Pのこのようなインピーダンス変化は、検知回路13fを介して制御回路13aによって検出される。そして、生体組織Pの凝固が完全に行なわれた時点（例えば図6に示されるインピーダンス曲線上のX点）で、制御回路13aは出力回路13bからの凝固電流の出力を停止する。

【0019】なお、本実施形態において、凝固処置の停止（凝固電流の出力停止）はフットスイッチ14によるマニュアルによっても行なうことができる。すなわち、制御回路13aによって凝固処置が自動的に停止されるオートモードと、制御回路13aによらず術者の判断で凝固電流の出力を停止できるマニュアルモードとの選択を設定手段13cにおいて行なうことができるようになっている。また、設定手段13cによってマニュアルモードが選択された場合には、凝固処置が完全に行なわれた時点（図6に示されるインピーダンス曲線上のX点）で、ブザーなどにより術者に音でその旨が警告されるようになっている。

【0020】また、制御回路13aは、好みしくは、フットスイッチ14による凝固出力操作によって凝固出力が行なわれた後にのみ、フットスイッチ14の切開出力操作による切開出力を可能とする。

【0021】以上のようにして凝固処置が完了したら、今度は、図3の（b）に示されるように、切開用電極である第1の電極部20と第3の電極部7との間で切開電流を流し、生体組織Pを切開する。この場合、電極部20と組織との接触面積は、凝固時における電極部22と組織との接触面積に比べて小さい。したがって、凝固後の組織Pの切開を容易に行なうことができる。なお、切開電流の出力特性が図5に示されている。

【0022】以上説明したように、本実施形態のバイボーラ鉗子1では、第1のジョー6の電極部20, 22間に絶縁部材21が設けられ、この絶縁部材21によっても組織を把持し得るようになっている。したがって、組織を逃がすことなく確実に把持して、凝固・切開を確実に行なうことができる。

【0023】また、本実施形態では、設定手段13cによってオートモードが選択されると、生体組織Pの凝固が完全に行なわれた時点で、制御回路13aにより凝固電流の出力が自動停止されるとともに、マニュアルモードが選択されると、凝固処置が完全に行なわれた時点で、ブザーなどにより術者に音でその旨が警告されるようになっている。すなわち、組織を把持して凝固を確実に行なった後に切開操作を行なうことができる。したがって、凝固不良が生じることがなく、切開時に出血が起きない。これに対して、例えば特開平9-173347号公報に開示されるような従来のバイボーラ鉗子（鉄鉗子）では、凝固が不完全であっても術者が切開操作し

ようすれば切開できたため、切開時に出血する可能性があった。

【0024】図8は第1の実施形態の変形例を示している。すなわち、第1のジョー6の両側には、第1のジョー6の長手方向の略全長にわたって、鋸歯状の把持部22a, 22aが設けられている。これらの把持部22a, 22aは、凝固用電極としての第2の電極部22に形成されている。また、第2のジョー7の両側にも、第2のジョー7の長手方向の略全長にわたって、把持部22a, 22aと噛み合い可能な鋸歯状の把持部7a, 7aが形成されている。なお、それ以外の構成は第1の実施形態と同一である。

【0025】図9～図12は本発明の第2の実施形態を示している。なお、本実施形態において第1の実施形態と同一の構成部分については、以下、同一符号を付してその説明を省略する。図9に示されるように、本実施形態に係る高周波処置具としてのバイボーラ鉗子1Aは、シース2と処置部3と操作部4とから成る。処置部3は開閉可能な一对のジョー25, 26からなる。

【0026】図11に詳しく示されるように、処置部3を構成する一方側の第1のジョー25は、絶縁部材27によって互いに電気的に絶縁された2つの電極部28, 29を有している。具体的には、第1の電極部28の上面に絶縁部材27が配置されるとともに、絶縁部材27の上面には、絶縁部材27および第1の電極部28の幅よりも大きい幅の第2の電極部29が配置されている。すなわち、第1のジョー25は、その高さ方向に沿って電極部28, 29および絶縁部材27が順次積層された構造を成している。

【0027】絶縁部材27の下側に位置する第1の電極部28は、切開用電極として機能し、絶縁部材27とともにその下端に向かって先細りのテープ状に形成されている。また、絶縁部材27の上側に位置する第2の電極部29は、凝固用電極として機能する。

【0028】一方、処置部3を構成する他方側の第2のジョー26は、導電材料からなる第3の電極部として構成されている。第3の電極部26の把持面には、電極部26の長手方向に沿って、絶縁部材27と第1の電極部28とが係合可能なV字型の噛み合い溝26aが形成されている。

【0029】各電極部26, 28, 29に高周波電流を供給する高周波焼灼電源装置13Aは図10に示されるように構成されている。図中、13bは高周波電流を供給する出力回路、13aはフットスイッチ14からの制御信号に応じて出力回路13bからの高周波出力を制御する制御回路、13cは所定の出力条件を電気信号として制御回路13aに入力するための設定手段、13dはバイボーラ鉗子1Aから延びる通電ケーブルが接続される出力コネクタ、13g, 13h, 13iは、出力回路13bと出力コネクタ13dとを接続するラインであ

り、それぞれ各電極部 26, 28, 29 に対応して電気的に接続されるようになっている。また、13「はライ

ン 13 g, 13 h, 13 i を流れる高周波電流から組織のインピーダンスを検知して制御回路 13 a に検知信号を送る検知回路である。

【0030】図12は、上記構成のジョー25, 26 によって生体組織Pを凝固・切開する様子を段階的に示している。図12の(a)は、ジョー25, 26を閉じて生体組織Pをジョー25, 26間に挟み込んだ状態を示している。この時、組織Pは、電極部26, 28, 29のみならず絶縁部材27によっても把持される。すなわち、絶縁部材27および第1の電極部28が第3の電極部26の溝26aと噛み合う方向に移動することによって、組織Pは、溝26a内に押し込められるように電極部26, 28, 29および絶縁部材27によって挾圧され、確実に把持される。この状態で、凝固用電極である第2の電極部29と第3の電極部26との間で凝固電流を流し、生体組織Pを凝固する。

【0031】このような凝固電流出力時、第1の実施形態と同様、組織Pのインピーダンス変化は、検知回路13 fを介して制御回路13 aによって検出される。そして、生体組織Pの凝固が完全に行なわれた時点(例えば図6に示されるインピーダンス曲線上のX点)で、制御回路13 aは出力回路13 bからの凝固電流の出力を停止する。また、設定手段13 cによってマニュアルモードが選択された場合には、凝固処置が完全に行なわれた時点(図6に示されるインピーダンス曲線上のX点)で、ブザーなどにより術者に音でその旨が警告される。

【0032】以上のようにして凝固処置が完了したら、今度は、図12の(b)に示されるように、切開用電極である第1の電極部28と第3の電極部26との間で切開電流を流し、生体組織Pを切開する。

【0033】以上説明したように、本実施形態のパイポーラ鉗子1Aでは、第1のジョー25の電極部28, 29間に絶縁部材27が設けられ、この絶縁部材27によっても組織を把持し得るようになっている。したがって、組織を逃がすことなく確実に把持して、凝固・切開を確実に行なうことができる。

【0034】また、本実施形態では、設定手段13 cによってオートモードが選択されると、生体組織Pの凝固が完全に行なわれた時点で、制御回路13 aにより凝固電流の出力が自動停止されるとともに、マニュアルモードが選択されると、凝固処置が完全に行なわれた時点で、ブザーなどにより術者に音でその旨が警告されるようになっている。すなわち、組織を把持して凝固を確実に行なった後に切開操作を行なうことができる。したがって、凝固不良が生じることがなく、切開時に出血が起きない。

【0035】図13～図16は組織を確実に把持し得る他の実施形態を示している。図13に示されるように、

本実施形態に係る高周波処置具としてのパイポーラ鉗子30は、患者の体腔内に挿入される細長い挿入部32と、挿入部32の先端部に配置され且つ生体組織を持ちして凝固または切開するための処置部33と、挿入部32の基端部に連結された操作部34とから成る。

【0036】操作部34は、手で把持できるグリップ36からなる。グリップ36には術者が親指を掛ける指掛け部36aが設けられている。また、グリップ36には鉗子操作手段としてのトリガー47が設けられている。このトリガー47は、回動ピン48を介して、グリップ36の上端部に回動自在に連結されている。なお、トリガー47には人差し指と中指を掛ける指掛け部47a, 47bが設けられている。

【0037】また、操作部34にはコネクタ受け43が設けられている。コネクタ受け43には高周波焼灼電源装置45から延びるケーブル44が接続されるようになっている。また、高周波焼灼電源装置45には、この電源装置45のON/OFFを行なうためのフットスイッチ46が設けられている。

【0038】挿入部32は、回転自在な外側シース35と、外側シース35内に進退可能に挿通された内側シース37とからなる。内側シース37は、操作部34を構成するグリップ36の内部に挿通され、その基端部がトリガー47に連結されている。

【0039】内側シース37内には電気絶縁性の保持部材が嵌着されており、この保持部材には一対の弾性部材39a, 39bが固定的に保持されている。これらの弾性部材39a, 39bは、バネ鋼等によって形成された導電ロッドからなる。導電ロッドの外周には絶縁チューブが被覆されている。また、弾性部材39a, 39bは、その導電ロッドの基端部が操作部34に設けられたコネクタ受け43に接続され、先端部が内側シース37の先端から突出している。また、各弾性部材39a, 39bは、その先端に処置部33を構成するジョー38a, 38bを有しており、ジョー38a, 38bを拡張させる方向に常時付勢している。

【0040】したがって、このような構成では、トリガー47をグリップ36側(図13の(a)のb方向)に引き込み操作すると、内側シース37が軸方向前方に移動し、弾性部材39a, 39bが相対的に内側シース37内に引き込まれた状態となる(図13の(a)参照)。これにより、弾性部材39a, 39bが内側シース37の内面によって内側に押圧されて、ジョー38a, 38bが閉じる。一方、トリガー47をグリップ36から離間する方向(図13の(a)のa方向)に回動操作すると、弾性部材39a, 39bが相対的に内側シース37から突出し、弾性部材39a, 39bの復元力によってジョー38a, 38bが開く(図13の(b)参照)。

【0041】図14に詳しく示されるように、弾性部材

39bの先端に設けられた第2のジョー38bは、導電材料からなる第1の電極部として構成されている。第1の電極部38bは、その長手方向に沿って延びる開口52を有しており、これにより略ループ状を成している。

【0042】また、弾性部材39aの先端に設けられた第1のジョー38aは、導電材料によって形成され且つ凝固用電極として機能する第2の電極部51を有している。第2の電極部51は、その長手方向に沿って延びる開口50を有しており、これにより略ループ状を成している(第1の電極部38bと略同一の形状を成している)。

また、第2の電極部51には、開口50を跨ぐように、一对の支持部材58, 59が架設されている。これらの支持部材58, 59間に、絶縁部材55a, 55bを介して、ワイヤ状の第3の電極部53が架設されている。このワイヤ状の第3の電極部53は、切開用電極として機能し、第2の電極部51の略中央位置で第2の電極部51の長手方向に沿って延在するとともに、第2の電極部51の把持面からU字状に下側に突出し、ジョー38a, 38bを閉じた図15の(a)の状態で第1の電極部38bの開口52内に入り込む(もしくは、開口52を貫通する)ようになっている。

【0043】なお、第3の電極部53を前述のように配置して第2の電極部51の内側に位置させた理由は、第2の電極部51によって凝固されない組織が第3の電極部53によって切開されることを防止するためである。

【0044】また、各電極部38b, 51, 53は、弾性部材39a, 39bの導電ロッドを介して操作部34に設けられたコネクタ受け43に接続されており、ケーブル44を介して高周波焼灼電源装置45から高周波電流が通電されるようになっている。

【0045】図16は、上記構成のジョー38a, 38bによって生体組織Pを凝固・切開する様子を段階的に示している。図16の(a)は、図15の(b)に示されるようにジョー38a, 38bを開いた状態でこれらジョー38a, 38b間に生体組織Pを位置させるとともに、その後、ジョー38a, 38bを閉じて生体組織Pをジョー38a, 38b間に挟み込んだ状態を示している。この時、組織Pは、第3の電極部53が第1の電極部38bの開口52内に入り込むことにより第1の電極部38bに強く押し付けられ、ジョー38a, 38b間に挟圧状態で確実に把持される。この状態で、凝固用電極である第2の電極部51と第1の電極部38bとの間で凝固電流を流し、生体組織Pを凝固する。

【0046】凝固処置が完了したら、図16の(b)に示されるように、ジョー38a, 38bをさらに強く閉じながら、切開用電極である第3の電極部53と第1の電極部38bとの間で切開電流を流し、生体組織Pを切開する。この場合、第3の電極部53はワイヤ状を成しているため、第3の電極部53と組織Pとの接触面積は、凝固時における電極部51と組織Pとの接触面積に

比べて小さい。したがって、凝固後の組織Pの切開を容易に行なうことができる。

【0047】以上説明したように、本実施形態のバイボーラー鉗子30は、第1のジョー38aの把持面からU字状に下側に突出する切開用のワイヤ電極部53を備え、このワイヤ電極部53が第2のジョー38bの開口52内に入り込むことにより組織を挟正状態で把持し得るようになっている。したがって、組織を逃がすことなく確実に把持して、凝固・切開を確実に行なうことができる。

【0048】図17は図13～図16の実施形態の第1の変形例を示している。すなわち、第1のジョー38aにおいて、第3の電極部53は、支持部材58, 59を介すことなく、第2の電極部51に直接に取り付けられている。この場合、第3の電極部53は、絶縁部材55cによって第2の電極部51から電気的に絶縁される。また、第2の電極部51によって凝固されない組織が第3の電極部53によって切開されることを防止するため、第3の電極部53は、第2の電極部51との接続部分が内側に折り曲げられている。なお、それ以外の構成は図13～図16の実施形態と同一である。

【0049】図18は図13～図16の実施形態の第2の変形例を示している。すなわち、第1のジョー38aにおいて、第3の電極部53は、第2の電極部51の開口50内にこれを埋めるように嵌合された断面がT字型の絶縁体55dを介して、第2の電極部51に取り付けられている。なお、それ以外の構成は図13～図16の実施形態と同一である。

【0050】図19は図13～図16の実施形態の第3の変形例を示している。すなわち、第1および第2のジョー38a, 38b(図19には、第1のジョー38aのみが図示されている)は、側方に湾曲されており、ケリータイプの鉗子部として形成されている。なお、それ以外の構成は図13～図16の実施形態と同一である。

【0051】図20～図23にも組織を確実に把持し得る他の実施形態が示されている。図20に示されるように、本実施形態の高周波処置具は、生体組織を把持して凝固および切開するための一対のジョー60, 61を有している。ジョー60, 61は、図13～図16に示される実施形態と同様な構造によって開閉される。また、ジョー60, 61を保持する挿入部および操作部の構成も図13～図16の実施形態の挿入部および操作部と同一である。したがって、以下、図13～図16の実施形態と同一の構成要素については同一符号を付してその説明を省略する。

【0052】第1のジョー60は、導電部材からなるループ状の第1の電極部として構成されている。また、第2のジョー61は、導電部材からなるループ状の第2の電極部62と、弾性を有するワイヤ状の第3の電極部6

11

3 とからなる。第2の電極部 6 2 は凝固用電極として機能し、第3の電極部 6 3 は切開用電極として機能する。

【0053】内側シース 3 7 が手元側に後退されてジョー 6 0, 6 1 が開いた図 2 0 および図 2 2 の状態において、ワイヤ状の第3の電極部 6 3 は、第2の電極部 6 2 の略中央内側で、内側シース 3 7 の先端からシース 3 7 の外径を越えるように屈曲状態で外側に突出しつつ第2の電極部 6 2 の開口に向かって延び、その先端側が第2の電極部 6 2 の開口内で水平に延びている。一方、内側シース 3 7 が前方に移動されてジョー 6 0, 6 1 が閉じられると、図 2 1 に示されるように、第3の電極部 6 3 は、シース 3 7 の外径を越えるように突出しているその屈曲部分 6 3 a がシース 3 7 内に引き込まれることによりシース 3 7 の内面に押圧され、これにより、その先端側が第1の電極部 6 0 の開口から突出するように内側に付勢される。

【0054】なお、各電極部 6 0, 6 2, 6 3 は、弾性部材 3 9 a, 3 9 b の導電ロッドを介して操作部 3 4 に設けられたコネクタ受け 4 3 に接続されており、ケーブル 4 4 を介して高周波焼灼電源装置 4 5 から高周波電流が通電されるようになっている。

【0055】図 2 3 は、上記構成のジョー 6 0, 6 1 によって生体組織 P を凝固・切開する様子を段階的に示している。図 2 3 の (a) は、シース 3 7 を前方に移動させることによりジョー 6 0, 6 1 を閉じて、生体組織 P をジョー 6 0, 6 1 間に挟み込んだ状態を示している。この時、第3の電極部 6 3 は、その屈曲部分 6 3 a がシース 3 7 内に引き込まれることによりシース 3 7 によって内側に付勢され、第2の電極部 6 2 の開口から突出するその先端側部分によって組織 P を第1の電極部 6 0 に押し付けている。すなわち、組織 P は、第3の電極部 6 3 によって第1の電極部 6 0 の開口内に押し込められるようジョー 6 0, 6 1 間で挟圧される。この状態で、凝固用電極である第2の電極部 6 2 と第1の電極部 6 0 との間で凝固電流を流し、生体組織 P を凝固する。

【0056】凝固処置が完了したら、図 2 3 の (b) に示されるように、ジョー 6 0, 6 1 をさらに強く閉じながら、切開用電極である第3の電極部 6 3 と第1の電極部 6 0 との間で切開電流を流し、生体組織 P を切開する。この場合、第3の電極部 6 3 はワイヤ状を成しているため、第3の電極部 6 3 と組織 P との接触面積は、凝固時における電極部 6 2 と組織 P との接触面積に比べて小さい。また、第3の電極部 6 3 はシース 3 7 によって組織 P を切開する方向に付勢されている。したがって、特に切開のために組織 P を強く把持しないでも、凝固後の組織 P は、図 2 3 の (c) に示されるように、付勢された第3の電極部 6 3 が第1の電極部 6 0 の開口部から突出することにより、容易に切開される。

【0057】以上説明したように、本実施形態の高周波

10

20

30

40

50

12

処置具は、組織を切開する方向に付勢される切開用のワイヤ電極部 6 3 を備え、このワイヤ電極部 6 3 の作用によって組織をジョー 6 0, 6 1 間で挟圧把持し得るようになっている。したがって、組織を逃がすことなく確実に把持して、凝固・切開を確実に行なうことができる。また、切開方向に付勢される電極部 6 3 の移動によって組織が切開されるようになっているため、切開を確実に行なうことができる。切開状態を電極部 6 3 の移動によって確認することができるため、切開時の余計な通電を行なわない（切開電流を必要以上に通電しない）で済み、切開電極 6 3 への組織の焦げ付きを少なくできる。

【0058】図 2 4 ～図 2 7 は本発明の第3の実施形態を示している。図 2 4 に示されるように、本実施形態に係る高周波処置具としてのバイポーラ鉗子 7 0 は、患者の体腔内に挿入される細長い挿入部 7 2 と、挿入部 7 2 の先端部に配置され且つ生体組織を把持して凝固または切開するための処置部 7 3 と、挿入部 7 2 の基端部に連結された操作部 7 4 とから成る。

【0059】操作部 7 4 は、手で把持できるグリップ 7 6 からなる。グリップ 7 6 には術者が親指を掛ける指掛け部 7 6 a が設けられている。また、グリップ 7 6 には鉗子操作手段としてのトリガー 8 7 が設けられている。このトリガー 8 7 は、回動ピン 8 8 を介して、グリップ 7 6 の上端部に回動自在に連結されている。なお、トリガー 8 7 には人差し指と中指を掛ける指掛け部 8 7 a, 8 7 b が設けられている。

【0060】また、操作部 7 4 にはコネクタ受け 8 3 が設けられている。コネクタ受け 8 3 には高周波焼灼電源装置 8 5 から延びるケーブル 8 4 が接続されるようになっている。また、高周波焼灼電源装置 8 5 には、この電源装置 8 5 の ON/OFF を行なうためのフットスイッチ 8 6 が設けられている。

【0061】挿入部 7 2 は、回転自在な外側シース 7 5 と、外側シース 7 5 内に進退可能に挿通された内側シース 7 7 とからなる。内側シース 7 7 は、操作部 7 4 を構成するグリップ 7 6 の内部に挿通され、その基端部がトリガー 8 7 に連結されている。

【0062】内側シース 7 7 内には電気絶縁性の保持部材が嵌着されており、この保持部材には一对の弾性部材 7 9 a, 7 9 b が固定的に保持されている。これらの弾性部材 7 9 a, 7 9 b は、バネ鋼等によって形成された導電ロッドからなる。導電ロッドの外周には絶縁チューブが被覆されている。また、弾性部材 7 9 a, 7 9 b は、その導電ロッドの基端部が操作部 7 4 に設けられたコネクタ受け 8 3 に接続され、先端部が内側シース 7 7 の先端から突出している。また、各弾性部材 7 9 a, 7 9 b は、その先端に処置部 7 3 を構成するジョー 7 8 a, 7 8 b を有しており、ジョー 7 8 a, 7 8 b を拉開させる方向に常時付勢している。

13

【0063】なお、グリップ76には、トリガー87をグリップ76から離間させる方向に付勢するバネ81が設けられている。

【0064】したがって、このような構成では、バネ81の付勢力に抗してトリガー87をグリップ76側(図24の(a)のb方向)に引き込み操作すると、内側シース77が軸方向前方に移動し、弾性部材79a, 79bが相対的に内側シース77内に引き込まれた状態となる(図24の(a)参照)。これにより、弾性部材79a, 79bが内側シース77の内面によって内側に押圧されて、ジョー78a, 78bが閉じる。一方、トリガー87の握力を解放すると、バネ81の付勢力によってトリガー87がグリップ76から離間する方向(図24の(a)のa方向)に回動し、弾性部材79a, 79bが相対的に内側シース77から突出して、弾性部材79a, 79bの復元力によってジョー78a, 78bが開く(図24の(b)および図25参照)。

【0065】弾性部材79bに取り付けられた第2のジョー78bは、図25の(c)に示されるように、導電材料からなる第1の電極部として構成されている。第1の電極部78bは、その長手方向に沿って延びる開口92を有しており、これにより略ループ状を成している。

【0066】また、図25の(b)に示されるように、弾性部材79aに取り付けられた第1のジョー78aは、絶縁部材95によって互いに電気的に絶縁された2つの電極部93, 94を有している。絶縁部材95は、第1の電極部78bに略対応した形状を成しており、ジョー78a, 78bを閉じた図26の(b)の状態で第1の電極部78bと当接するよう位置されている。また、絶縁部材95の外側に位置する第2の電極部93は、凝固用電極として機能し、絶縁部材95の形状に沿って略U字型に延在するとともに、ジョー78a, 78bを閉じた図26の(b)の状態で第1の電極部78bの両側にこれを取り囲むように位置されるようになっている。また、絶縁部材95の内側に位置する第3の電極部94は、切開用電極として機能し、絶縁部材95の把持面から山型に突出するとともに、ジョー78a, 78bを閉じた図26の(b)の状態で第1の電極部78bの開口92内に入り込むようになっている。

【0067】なお、各電極部78b, 93, 94は、弾性部材79a, 79bの導電ロッドを介して操作部74に設けられたコネクタ受け83に接続されており、ケーブル84を介して高周波焼灼電源装置85から高周波電流が通電されるようになっている。

【0068】図27は、上記構成のジョー78a, 78bによって生体組織Pを凝固・切開する様子を段階的に示している。図27の(a)は、図26の(a)に示されるようにジョー78a, 78bを閉じた状態でこれらジョー78a, 78b間に生体組織Pを位置させるとともに、その後、ジョー78a, 78bを開じて生体組織

10

20

30

40

50

14

Pをジョー78a, 78b間に挟み込んだ状態を示している。この時、組織Pは、電極部78b, 93, 94のみならず絶縁部材95によっても把持される。すなわち、電極部93, 94間に設けられた絶縁部材95によって、電極部78b, 93, 94によって組織Pを把持した際の逃げが防止される。また、この時、たとえ生体組織Pが薄い膜状組織であっても、高周波電流が通電される電極部78b, 93同士もしくは電極部78b, 94同士が接触することはない。これは、ジョー78a, 78bが完全に閉じられた状態で、第1の電極部78bが絶縁部材95とのみ接触するようになっているためである。この状態で、凝固用電極である第2の電極部93と第1の電極部78bとの間で凝固電流を流し、生体組織Pを凝固する。

【0069】凝固処置が完了したら、トリガー87の握力を解放する。これにより、トリガー87がバネ81の付勢力によってグリップ76から離間する方向(図24の(a)のa方向)に回動し、弾性部材79a, 79bが相対的に内側シース77から突出して、弾性部材79a, 79bの復元力によってジョー78a, 78bが開く。その状態が図27の(b)に示されている。この状態では、切開用の第3の電極部94と組織Pとの間にアーチ放電が発生し得るだけの距離が確保される。そして、この状態から再びジョー78a, 78bを閉じて、図27の(c)に示されるように、第3の電極部94と第1の電極部78bとの間で切開電流を流し、生体組織Pを切開する。

【0070】以上のように、本実施形態のバイポーラ鉗子70では、第1のジョー78aの電極部93, 94間に絶縁部材95が設けられ、この絶縁部材95によっても組織Pを把持し得るようになっている。したがって、組織Pを逃がすことなく確実に把持して、凝固・切開を確実に行なうことができる。

【0071】また、本実施形態のバイポーラ鉗子70は、ジョー78a, 78bが完全に閉じられた状態で、第1の電極部78bが絶縁部材95とのみ接触するようになっている。すなわち、ジョー78a, 78bによって組織Pを把持した状態で、高周波電流が通電される電極部78b, 93同士もしくは電極部78b, 94同士が接触しないようになっている。したがって、ジョー78a, 78b間で電気的な短絡が生じることがなく、そのため、薄い膜状組織でも確実に凝固処置および切開処置することができる。

【0072】また、本実施形態では、操作部のトリガー87を強く握り込んでも電極部同士が短絡することがないため、確実な凝固および切開ができるとともに、トリガー87の操作力の微妙な調整を行なわないので済むため、操作性が良好となる。

【0073】また、本実施形態では、トリガー87の握力を解放すると、バネ81の付勢力に伴う作用によって

ジョー 78 a, 78 b が開き、切開用の第3の電極部 9 4 と組織 P との間にアーク放電が発生し得るだけの距離が確保されるようになっている。したがって、切開処置を確実に行なうことができる。

【0074】図28は本発明の第4の実施形態を示している。図示のように、本実施形態に係る高周波処置具としてのバイポーラ鉗子100は、患者の体腔内に挿入される細長い挿入部102と、挿入部102の先端部に配置され且つ生体組織を把持して凝固または切開するための処置部103と、挿入部102の基端部に連結された図示しない操作部とから成る。

【0075】挿入部102は、回転自在な外側シース104と、外側シース104内に進退可能に挿入された内側シース105とかなる。内側シース105は操作部の操作により進退する。内側シース105の先端には電気絶縁性の保持部材108が嵌着されている。保持部材108の先端から突没自在な一对の弾性部材107a, 107bは、バネ鋼等によって形成された導電ロッドとかなる。導電ロッドの外周には絶縁チューブが被覆されている。また、弾性部材107a, 107bは、その導電ロッドの基端部が操作部に設けられたコネクタ受け

(図示せず)に接続され、先端部が内側シース105の先端から突出している。また、各弾性部材107a, 107bは、その先端に第1および第2のジョー110a, 110bを有しており、ジョー110a, 110bを拡開させる方向に着目付勢している。

【0076】したがって、このような構成では、操作部を所定の一方向に操作すると、内側シース105が軸方向前方に移動し、弾性部材107a, 107bが相対的に内側シース105内に引き込まれた状態となる(図28の(b)参照)。これにより、弾性部材107a, 107bが内側シース105の内面によって内側に押圧されて、ジョー110a, 110bが閉じる。一方、操作部を他方向に操作すると、弾性部材107a, 107bが相対的に内側シース105から突出して、弾性部材107a, 107bの後元力によってジョー110a, 110bが開く(図28の(a)参照)。

【0077】第2のジョー110bは、絶縁部材112によって互いに電気的に絶縁された凝固用の2つの電極部113, 114を有している。この場合、第1の凝固用電極部113と第2の凝固用電極部114は、これら電極部113, 114によって絶縁部材112を挟み込むように、絶縁部材112の両側にそれぞれ位置している。また、絶縁部材112の先端部112aは2つの電極部113, 114の先端側に突出して延在しており、先端部112aの表面(第1のジョー110aと対向する面)には鋸歯状(serrate)の凹凸115が形成されている。

【0078】一方、第1のジョー110aは、第2のジョー110bと対向するように延びる本体部117と、

本体部117の略中央位置で本体部117の長手方向に沿って延在するとともに本体部117から第2のジョー110b側にU字状に突出するワイヤ状の切開用電極部118と、本体部117の先端部に設けられるとともに第2のジョー110bの絶縁部材112の先端部112aと対向する把持体119とから成る。この場合、切開用電極部118は、ジョー110a, 110b(処置部103)を閉じた状態で絶縁部材112とのみ接触するよう位置されている。また、把持体119は、電気絶縁性の材料によって形成されており、絶縁部材112の先端部112aの凹凸115と噛み合う鋸歯状(serrate)の凹凸120をその表面(第2のジョー110bと対向する面)に有している。

【0079】以上のように、本実施形態のバイポーラ鉗子100では、第2のジョー110bの2つの電極部113, 114間に絶縁部材112が設けられ、この絶縁部材112によっても組織を把持し得るようになっている。したがって、組織を逃がすことなく確実に把持して、凝固・切開を確実に行なうことができる。特に、本実施形態では、絶縁部材112の先端部112aおよび把持体119が電極部113, 114, 118の前方に突出するように延在し、しかも、先端部112aおよび把持体119の表面(組織を把持する把持面の一部)に凹凸115, 120が形成されているため、把持面積が大きくなるとともに、組織を滑ることなく確実に把持することができる。

【0080】また、本実施形態のバイポーラ鉗子100では、処置部103が完全に閉じられた状態で、第1のジョー110aの切開用電極部118が第2のジョー110bの絶縁部材112とのみ接触するようになっている。すなわち、ジョー110a, 110bによって組織を把持した状態で、高周波電流が通電される電極部同士が接触しないようになっている。したがって、ジョー110a, 110b間で電気的な短絡が生じることがなく、そのため、薄い膜状組織でも確実に凝固処置および切開処置することができる。

【0081】なお、本実施形態では、把持体119と先端部112aのいずれか一方のみが絶縁材料によって形成されていても良い。また、把持体119と先端部112aは、それ全体が絶縁材料によって形成されている必要はない。例えば、把持体119と先端部112aの表面にテフロンやセラミック等のコーティングが施されていても良い。

【0082】図29は第4の実施形態の変形例を示している。すなわち、第1および第2のジョー110a, 110bは、側方に湾曲されており、クリータイプの鉗子部として形成されている。なお、それ以外の構成は第4の実施形態と同一である。

【0083】また、第4の実施形態では、各ジョー110a, 110bの把持面の一部に凹凸115, 120が

(10)

特開平12-139943

17

形成されていたが、図30では、第2のジョー110bの絶縁部材112の全長にわたって凹凸115が形成されている。すなわち、第2のジョー110bの把持面には、その全長にわたって両側に鋸歯状(serrate)の凹凸115が形成されている。なお、図30において、位置部103は第4の実施形態の位置部(ジョー110a, 110b)と若干異なるが、第4の実施形態と略対応する要素については同一符号が付されている。

【0084】なお、以上説明してきた技術内容によれば、以下に示すような各種の構成が得られる。

【0085】1. 手元側に操作部を有し、先端部に組織の凝固および切開を行なうためのジョーを有した高周波処置具と、高周波処置具と電気的に接続され、バイポーラ切開出力手段およびバイポーラ凝固出力手段を有する高周波焼灼電源装置と、からなる高周波処置装置において、前記ジョーの少なくとも一方に2つ以上の電極が絶縁材を介して配置されていることを特徴とする高周波処置装置。

【0086】2. ジョーは、組織に対する接触面積が大きい第1の電極と、組織に対する接触面積が相対的に小さい第2の電極とからなることを特徴とする第1項に記載の高周波処置装置。

【0087】3. ジョーは、第1の電極と第2の電極との間に絶縁材が配置された積層構造を成していることを特徴とする第2項に記載の高周波処置装置。

【0088】4. 高周波焼灼電源装置のバイポーラ凝固出力時に前記ジョーに配置された第1の電極を前記バイポーラ凝固出力手段に接続し、バイポーラ切開出力時にジョーに配置された第2の電極を前記バイポーラ切開出力手段に接続する電極切換手段が設けられていることを特徴とする第2項に記載の高周波処置装置。

【0089】5. バイポーラ凝固出力時における組織のインピーダンスを検出し、所定のインピーダンス変化に基づき出力を停止する制御手段を有することを特徴とする第1項に記載の高周波処置装置。

【0090】6. 切開出力および凝固出力を操作できるフットスイッチと、フットスイッチの凝固出力の操作によって凝固出力が行なわれた直後にのみ、フットスイッチの切開出力の操作によって切開出力を行なう制御手段と、を備えていることを特徴とする第1項に記載の高周波焼灼電源装置。

【0091】7. 切開出力および凝固出力を操作できるフットスイッチを備え、バイポーラ凝固出力時における組織のインピーダンスを検出し、所定のインピーダンス変化に基づき出力を停止するモードと、フットスイッチの操作中に出力を維持する通常の出力モードとを切り換える設定手段を有することを特徴とする第1項に記載の高周波焼灼電源装置。

【0092】8. 高周波焼灼電源装置のバイポーラ凝固出力時にジョーに配置された第1の電極をバイポーラ凝固出力手段に接続する高周波焼灼電源装置。

18

固出力手段の回路に接続するとともに、バイポーラ切開出力時にジョーに配置された第2の電極をバイポーラ切開出力手段の回路に接続する接続手段を有していることを特徴とする第1項に記載の高周波処置装置。

【0093】9. 手元側に操作部を有し、先端部に組織の凝固・切開を行なうためのジョーを有した高周波処置具と、前記高周波処置具と電気的に接続され、バイポーラ切開出力手段およびバイポーラ凝固出力手段を有する高周波焼灼電源装置と、からなる高周波処置装置において、前記ジョーの少なくとも一方に2つ以上の電極が絶縁材を介して配置され、前記電極の1つは、ジョーの閉じ方向に(組織を持たるように)突出したワイヤ状電極からなることを特徴とする高周波処置装置。

【0094】10. ワイヤ状電極は、切開用電極として機能し、他の凝固用電極に対して組織との接触面積が小さいことを特徴とする第9項に記載の高周波処置装置。

【0095】11. 手元側に操作部を有し、先端部に組織の凝固・切開を行なうためのジョーを有した高周波処置具と、前記高周波処置具と電気的に接続され、バイポーラ切開出力手段およびバイポーラ凝固出力手段を有する高周波焼灼電源装置と、からなる高周波処置装置において、前記ジョーの少なくとも一方は2つ以上の電極で構成され、前記2つ以上の電極で構成されたジョーの各電極は機械的に接触しないように配置されていることを特徴とする高周波処置装置。

【0096】12. 前記2つ以上の電極で構成されたジョーの一方の電極は、ジョーの閉じ方向に(組織を持たないように)突出したワイヤ状電極からなることを特徴とする第11項に記載の高周波処置装置。

【0097】13. 前記ワイヤ状電極は、ジョーを完全に閉じた状態で、組織に対して付勢されていることを特徴とする第12項に記載の高周波処置装置。

【0098】14. 手元側に操作部を有し、先端部に組織の凝固・切開を行なうためのジョーを有した高周波処置具と、前記高周波処置具と電気的に接続され、バイポーラ切開出力手段およびバイポーラ凝固出力手段を有する高周波焼灼電源装置と、からなる高周波処置装置において、前記ジョーの少なくとも一方に2つ以上の電極が絶縁材を介して配置され、前記操作部には前記ジョーを閉じた場合に第1の位置において可動ハンドルに反力を及ぼすような弾性部材が取り付けられていることを特徴とする高周波処置装置。

【0099】15. 一方のジョーの切開用電極は、ジョーを完全に閉じた状態で、2つ以上の電極が絶縁材を介して配置された他方のジョーと接触することなく配置されていることを特徴とする第14項に記載の高周波処置装置。

【0100】16. ジョーを閉じた時に各ジョーの接触する部分の少なくとも一方に絶縁部を設けたことを特徴とする第14項に記載の高周波処置装置。

【0101】 17.挿入部および挿入部の手元側に操作部を有し、先端部に組織の凝固・切開を行なうための一対の電極を有した高周波処置具において、少なくとも一方の電極の先端には、組織を把持するための絶縁部が設けられていることを特徴とする高周波処置具。

【0102】 18.一対の電極の先端部にはそれぞれ前記絶縁部も含めて互いに噛み合うセレート部(凹凸部)が設けられていることを特徴とする第17項に記載の高周波処置具。

【0103】 19.電極の先端部がカーブ状に曲げられていることを特徴とする第17項に記載の高周波処置具。 10

【0104】 20.前記絶縁部がテフロンやセラミック等のコーティングであることを特徴とする第17項ないし第19項のいずれか1項に記載の高周波処置具。

【0105】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の高周波処置具によれば、組織を確実に把持して、組織の凝固および切開を確実に行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る高周波処置具の側面図である。

【図2】図1のA-A線に沿う断面図である。

【図3】図1の高周波処置具の使用態様を示す断面図である。

【図4】凝固出力時の高周波電流の出力と組織のインピーダンスとの関係を示す特性図である。

【図5】切開出力時の高周波電流の出力と組織のインピーダンスとの関係を示す特性図である。

【図6】凝固出力時における組織のインピーダンス変化を示す図である。

【図7】高周波電流を供給する電源装置の回路構成図である。

【図8】第1の実施形態の変形例に係る高周波処置具の先端部の斜視図である。

【図9】本発明の第2の実施形態に係る高周波処置具の側面図である。

【図10】高周波電流を供給する電源装置の回路構成図である。

【図11】図9のB-B線に沿う断面図である。

【図12】図9の高周波処置具の使用態様を示す断面図である。

【図13】(a)は組織を確実に把持し得る高周波処置具の閉状態の側面図、(b)は(a)の高周波処置具の開状態の側面図である。

【図14】(a)は図13の高周波処置具の先端側の斜視図、(b)は(a)のD-D線に沿う断面図、(c)は(a)のE方向矢視図である。

【図15】(a)は図13の高周波処置具の処置部の閉状態の断面図、(b)は図13の高周波処置具の処置部 50

の開状態の断面図である。

【図16】図13の高周波処置具の使用態様を示す断面図である。

【図17】(a)は図13の高周波処置具の処置部の第1の変形例を示す斜視図、(b)は(a)のF-F線に沿う断面図である。

【図18】(a)は図13の高周波処置具の処置部の第2の変形例を示す斜視図、(b)は(a)のG-G線に沿う断面図である。

【図19】(a)は図13の高周波処置具の処置部の第3の変形例を示す斜視図、(b)は(a)のH方向矢視図である。

【図20】組織を確実に把持し得る高周波処置具の処置部の斜視図である。

【図21】(a)は図20の高周波処置具の処置部の閉状態の断面図、(b)は図20の高周波処置具の処置部の閉状態の側面図である。

【図22】(a)は図20の高周波処置具の処置部の開状態の断面図、(b)は図20の高周波処置具の処置部の開状態の側面図である。 20

【図23】図20の高周波処置具の使用態様を示す断面図である。

【図24】(a)は本発明の第3の実施形態に係る高周波処置具の閉状態の側面図、(b)は(a)の高周波処置具の開状態の側面図である。

【図25】(a)は図24の高周波処置具の処置部の閉状態の側面図、(b)は(a)のJ方向矢視図、(c)は(a)のK方向矢視図である。

【図26】図25のJ-J線に沿う断面図である。

【図27】図24の高周波処置具の使用態様を示す断面図である。

【図28】(a)は本発明の第4の実施形態に係る高周波処置具の処置部の斜視図、(b)は(a)の処置部の側面図、(c)は(b)のM-M線に沿う断面図である。

【図29】第4の実施形態の第1の変形例に係る高周波処置具の処置部の斜視図である。

【図30】第4の実施形態の第2の変形例に係る高周波処置具の処置部の斜視図である。

【符号の説明】

1, 1A, 70, 100…バイボーラ鉗子(高周波処置具)

2, 72, 102…挿入部

4, 74…操作部

6, 7, 25, 26, 78a, 78b, 110a, 110b…ジョー(把持部)

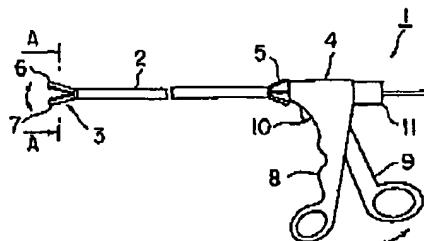
20, 22, 28, 29, 93, 94, 113, 114…電極部

21, 27, 95, 112…絶縁部材(絶縁部)

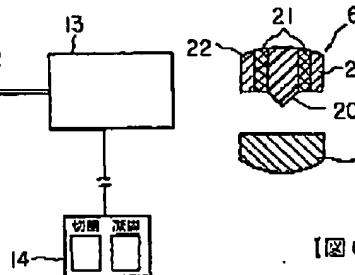
(12)

特開平12-139943

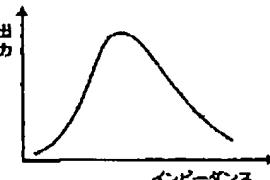
【図 1】



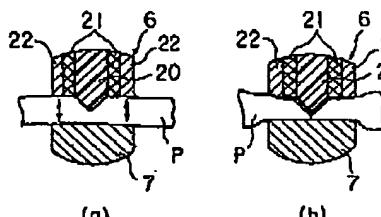
【図 2】



【図 4】



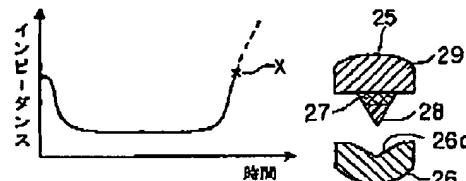
【図 3】



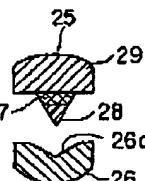
【図 5】



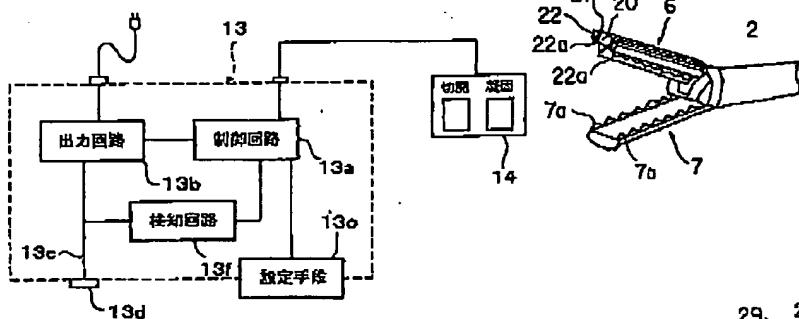
【図 6】



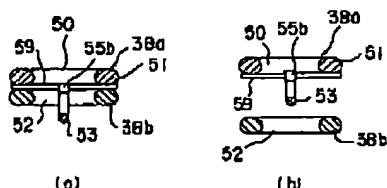
【図 11】



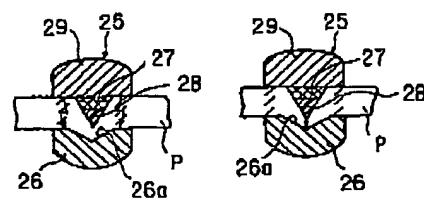
【図 7】



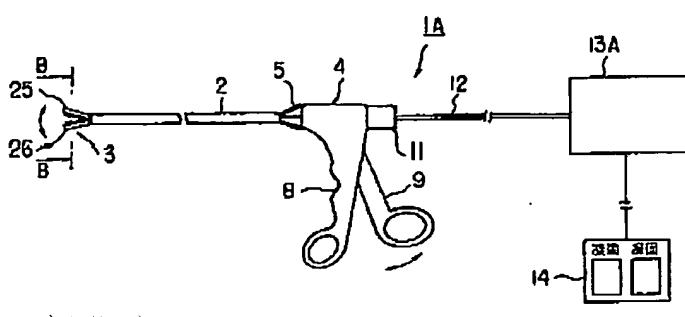
【図 8】



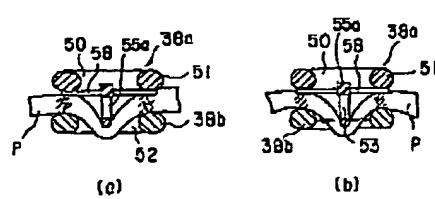
【図 12】



【図 9】



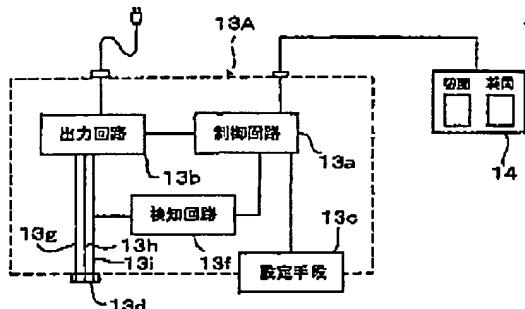
【図 16】



(13)

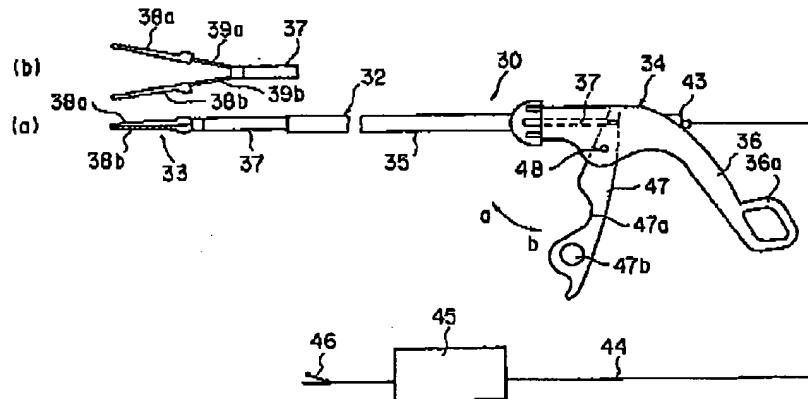
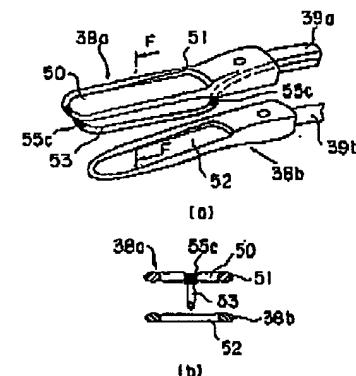
特開平12-139943

【図10】

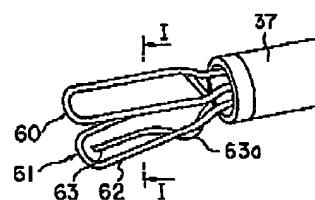


【図13】

【図17】

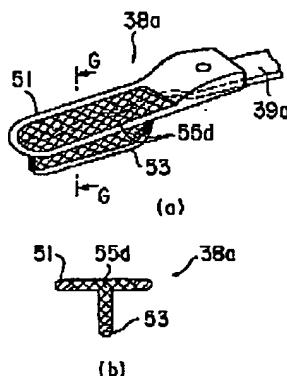
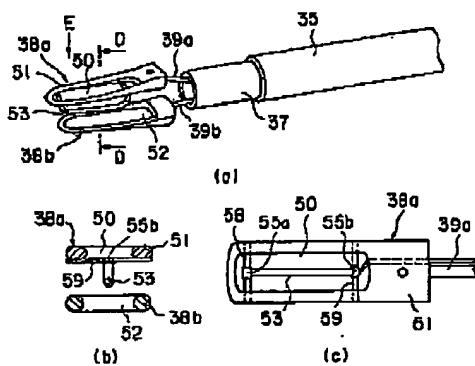
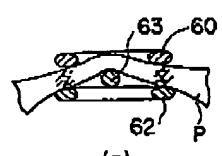


【図20】

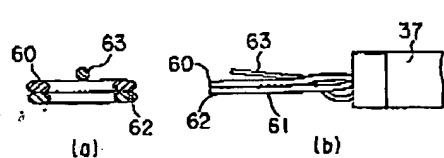
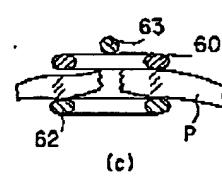


【図14】

【図18】



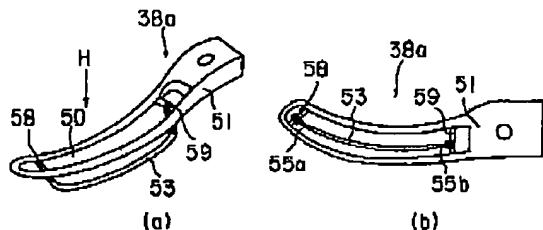
【図21】



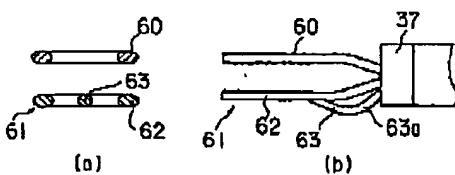
(14)

特開平12-139943

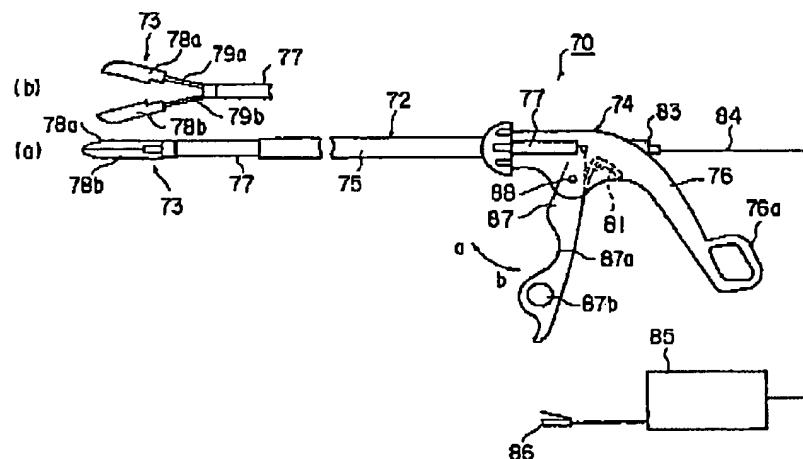
【図 19】



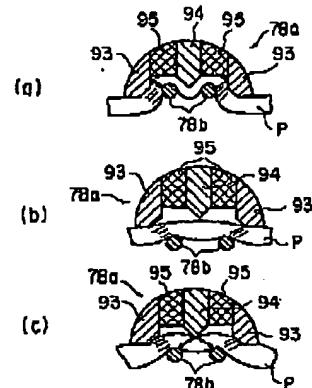
【図 22】



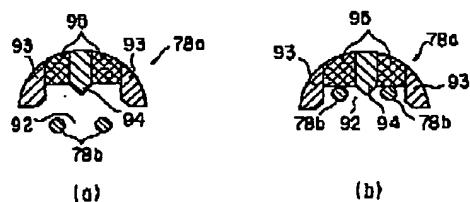
【図 24】



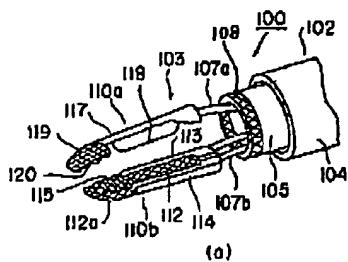
【図 27】



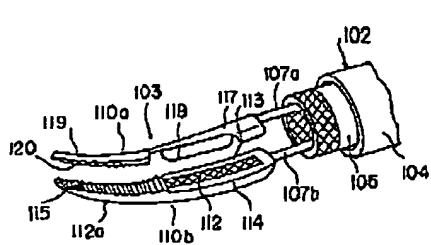
【図 26】



【図 28】



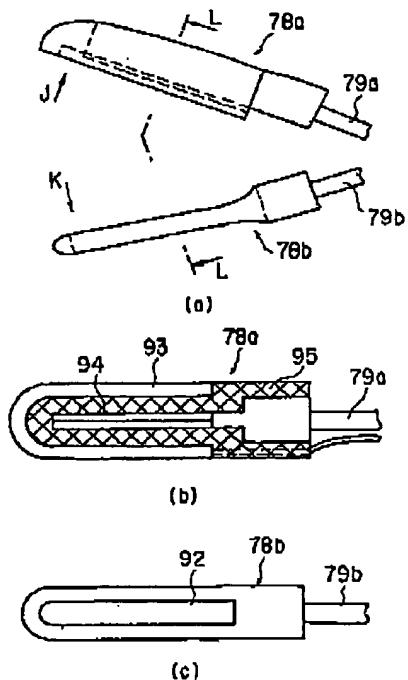
【図 29】



(15)

特開平12-139943

【図25】



【図30】

